

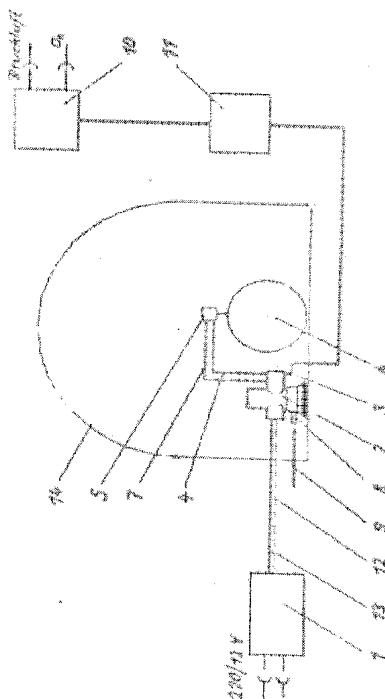
Ventilator with universal valve combination for neonatology

Patent number: DE3623162 (A1)
Publication date: 1987-01-22
Inventor(s): GRUNER GERHARD DR [DD]; WEBER FRIEDRICH [DD] +
Applicant(s): CARUS CARL GUSTAV [DD] +
Classification:
- **international:** A61M16/00; A61M16/20; A61M16/00; A61M16/20; (IPC1-7): A61G11/00; A61M16/00; A61M16/20
- **european:** A61M16/00; A61M16/20
Application number: DE19863623162 19860710
Priority number(s): DD19850278566 19850715

Also published as:
DD239337 (A1)

Abstract of DE 3623162 (A1)

The invention relates to a ventilator with universal valve combination for neonatology. This electronic ventilator is intended for the automatic and manual ventilation of premature babies and neonates. This ventilator makes it possible to carry out any form of ventilation including high-frequency oscillating ventilation. The ventilator comprises a connection between a universal valve combination (2) that can be erected in the vicinity of the patient in the incubator (14) and regulates all forms of ventilation, and an electronic control part (1) located outside the incubator (14), a breathing gas source (10) and a heating and humidifying means (11).



Data supplied from the **espacenet** database — Worldwide

⑯ BUNDESREPUBLIK

DEUTSCHLAND



DEUTSCHES
PATENTAMT

Offenlegungsschrift

⑪ DE 3623162 A1

⑯ Int. Cl. 4:

A 61 M 16/00

A 61 M 16/20

A 61 G 11/00

⑳ Unionspriorität: ⑳ ⑳ ⑳

15.07.85 DD WP A 61 M/278 566.6

⑷ Anmelder:

Medizinische Akademie »Carl Gustav Carus«, DDR
8019 Dresden, DD

⑷ Vertreter:

Brehmer, C., Dipl.-Phys., DDR 8019 Dresden

⑷ Erfinder:

Gruner, Gerhard, Dr. sc.med., DDR 8806 Oybin, DD;
Weber, Friedrich, DDR 8800 Zittau, DD

BIBL

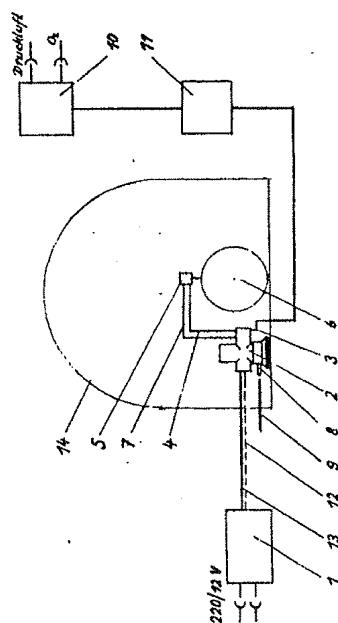
DRY TEC

④ Beatmungsgerät mit universeller Ventilkombination für die Neonatologie

Die Erfindung betrifft ein Beatmungsgerät mit universeller Ventilkombination für die Neonatologie. Dieses elektronisch arbeitende Beatmungsgerät dient zur automatischen und manuellen Beatmung von Früh- und Neugeborenen.

Damit wurde ein Beatmungsgerät geschaffen, mit dem alle Beatmungsformen einschließlich der hochfrequenten Oszillationsventilation durchgeführt werden können.

Das Beatmungsgerät besteht aus einer Geräteverbindung zwischen einer »patientennah« im Inkubator (14) aufstellbaren, alle Beatmungsformen regelnden universellen Ventilkombination (2) und eines außerhalb des Inkubators (14) befindlichen elektronischen Steuerteils (1), Atemgasquelle (10) und Erwärmung und Befeuchtung (11).



DE 3623162 A1

Erfindungsansprüche

1. Beatmungsgerät mit universeller Ventilkombination mit selbstregelnder Druckkonstanz für die Neonatologie, dadurch gekennzeichnet, daß das elektronische Steuerteil (1) außerhalb des Inkubators (14) und die Ventilkombination (2) innerhalb des Inkubators (14) in unmittelbarer Nähe des Patienten (6) angeordnet und durch die Signalleitung (12) und Manometerschlauchleitung (13) verbunden ist, die außerhalb des Inkubators (14) befindliche Atemgasquelle (10) ist mittels Schlauchleitung über die Erwärmung und Befeuchtung (11) mit dem im Inkubator (14) befindlichen Atemgasstutzen (3) am Luftfilter (18) der Ventilkombination (2) ist der Trachealverteilerkopf (5) am Patienten (6) mittels Atemgaszuleitung (4) und Atemgasrückleitung (7) angeschlossen sowie der Atemgasaustrittsstutzen (8) angeflanscht.

2. Beatmungsgerät nach Punkt 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Ventilkombination (2) einen Ventilfuß (16) mit Atemgasaustrittsschlauch (9) aufweist, auf dem sich ein Gehäuse (15) mit drehbarem Gehäusekopf (17) und Luftfilter (18) befindet und in dem ein Gleichstromzugmagnet (20) mit Magnetventil (19), dessen Sitz durch eine Anzahl kreisförmig angebrachter Ventilrohre (25) gebildet wird, die über Ringkanal (26), Kanal (27), Luftkammer (28) mit dem Schlauchstutzen (29) und Atemgasrückleitung (7) verbunden sind, angeordnet sind und am Gehäusekopf (30) befindet sich der mit dem Ringkanal (26) verbundene für die Manometerschlauchleitung (13) dienende Schlauchstutzen (31) sowie die für die Signalleitung (12) dienende Dipolkupplung (32), der drehbare Gehäusekopf (17) enthält eine Drossel (34) und ein Überdruckventil (35) und an diesem sind ein Schlauchstutzen (29) mit Atemgasrückleitung (7), Schlauchstutzen (36) mit Atemgaszuleitung (4) und Stutzen (37) mit Luftfilter (18) und Atemgaseintrittsstutzen (3) angeordnet.

3. Beatmungsgerät nach Punkt 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Atemgasquelle (10) und Erwärmung und Befeuchtung (11) an dem elektronischen Steuerteil (1) angebaut sind.

4. Beatmungsgerät nach Punkt 2, dadurch gekennzeichnet, daß der Ventilfuß (16) an seinem unteren Ende ein durch Schraube (38) einstellbares, federbelastetes Notbeatmungsventil (39) aufweist.

5. Beatmungsgerät nach Punkt 1 und 2, dadurch gekennzeichnet, daß der Trachealverteilerkopf (5) zwei Schlauchstutzen (40) aufweist, wobei ein Schlauchstutzen mit der Atemgaszuleitung (4) und der andere mit der Atemgasrückleitung (7) verbunden ist und einen zum Anschluß des Trachealtubus geeigneten Konnektorstutzen (41) sowie ein zur Öffnung des Trachealtubus bei Absaugung geeignetes Verschlußstück (42) aufweist.

Beschreibung

Anwendungsgebiet der Erfindung

Die Erfindung betrifft ein medizinisches Gerät, insbesondere ein Beatmungsgerät mit einer universellen Ventilkombination, welches vorzugsweise geeignet ist, Früh- und Neugeborene bei der neonatologischen Erst-

versorgung, der Durchführung von Transporten und konsekutiver stationärer Behandlung im Bereich der Grund- und spezialisierten Betreuung automatisch und manuell zu beatmen.

5 Solche medizinischen Geräte dienen dem Zweck, bei gestörtem Ingangkommen und der Stabilisierung der Eigenatmung Atemhilfe zu leisten, wobei Beatmungsfrequenz bzw. -rhythmus, der in- und exspiratorische Beatmungsdruck sowie das Atemzeitverhältnis bei adäquatem Volumenstrom kontrollierbar sind. Der Verlauf des Beatmungsdrucks im beatmetem System wird von dessen aktuellen (physiologischen bzw. pathophysiologischen) Eigenschaften sowie den Parametern der gewählten Beatmungsform bestimmt.

Charakteristik der bekannten technischen Lösungen

Für dieses Anwendungsgebiet gibt es verschiedene Beatmungsgeräte (auch Ventilatoren oder Respiratoren genannt), die sich hinsichtlich des Verlaufes ihrer Druck-, Volumen- und Strömungskurven, der Art des Atemvolumenangebotes, der Art der Umspeisung in die folgende Atemphase, der Antriebsart des die Inspiration auslösenden Mechanismus und der Konditionierung des Atemgases unterscheiden.

Solche Geräte besitzen mechanische, pneumatische, elektrische, elektromechanische oder kombinierte Antriebe.

Die Geräte sind in Kompaktbauweise ausgeführt, d.h., das Steuerungs-, das Regel- und das Antriebssystem sowie teilweise auch Einrichtungen zur Erwärmung und Befeuchtung des Atemgases sind in einem Gerätekörper untergebracht.

Zur Steuerung und Regelung aller für die Beatmung wichtigen und zum größten Teil veränderlichen Parameter sind eine Vielzahl von Ventilen (Überdruck-, Gegendruck-, Pulsator- u. a. Ventile) und Regelvorrichtungen erforderlich, deren Unterbringung zu einer beträchtlichen Größe der Geräte führt, was sich als nachteilig hinsichtlich des Platzbedarfes bei der Intensivtherapie und der Mobilität bei Transporten auswirkt. Außerdem erhöht die große Anzahl der Bauteile die Störanfälligkeit.

Für die Früh- und Neugeborenentherapie werden hauptsächlich Beatmungsgeräte verwendet, die nach dem Prinzip eines modifizierten Areyschen T-Stückes arbeiten. Die Beatmung erfolgt dabei in Form der intermittent-positive-pressure-ventilation (IPPV), der positive-endexpiratory-pressure-ventilation (PEEPV) und der high-frequency-positive-pressure-ventilation (HFPPV).

Bei diesen und auch weiteren hier nicht angeführten Beatmungsformen wird der von einer Atemgasquelle kommende Atemgasstrom vom Beatmungsgerät zum Trachealverteilerkopf (Areysches T-Stück) des Patienten und wieder zurück zum Beatmungsgerät geführt. Hierfür sind bei Kompaktgeräten verhältnismäßig lange Schlauchleitungen zwischen Beatmungsgerät und Patienten für den Hin- und Rückstrom des Atemgases unumgänglich. Durch die Länge der Schlauchleitungen erwachsen Nachteile aus der Abkühlung und Kondensatbildung des befeuchteten Atemgases und den damit möglichen Störungen im Beatmungsgerät. Um die Kondensatbildung auszuschalten, ist man gezwungen, besondere Patientenschlauchheizungen zu installieren. Ein weiterer Nachteil der langen Schlauchleitungen und der sonstigen in Kompaktgeräten verhandenen apparativen Räume ist der große Gerätetotraum, der zu einer Verschleppung der vom Steuerteil ausgehenden Signale

führt und die Übertragung von hochfrequenten aerodynamischen Vorgängen, wie sie zum Beispiel bei der HFPPV-Beatmung realisiert werden müssen, unmöglich macht. Um mit den bekannten Beatmungsgeräten eine hochfrequente Oszillationsventilation der Lunge zu erreichen, muß ein HF-Generator und eine Schlauchleitung zum Patienten zusätzlich installiert werden, was den ohnehin schon großen apparativen Aufwand noch weiter erhöht.

Um einige der genannten Nachteile zu beseitigen, hat man versucht, Beatmungsgeräte soweit zu miniaturisieren, daß sie "patientennah" im Inkubator aufgestellt werden können. Diese Lösungen brachten nicht die gewünschten Ergebnisse, da die Geräte immer noch zu groß sind, um nicht bei der ärztlichen Versorgung des Patienten im Inkubator zu stören. Außerdem muß bei solchen Geräten die Einstellung und Kontrolle im Inkubator erfolgen, was zumindestens beim Transportinkubator auf allergrößte Schwierigkeiten stößt.

Schließlich ist als weiterer Nachteil der Kompaktgeräte zu erwähnen, daß zur Sterilisation das gesamte Gerät behandelt werden muß, was nur unter bestimmten, die Verfügbarkeit solcher Geräte einschränkenden Bedingungen möglich ist.

Ziel der Erfindung

Die Erfindung bezweckt, unter Vermeidung der erwähnten Nachteile ein medizinisches Gerät zu entwickeln, mit dem es möglich ist, an Patienten alle Beatmungsformen, sowohl beim Transport als auch in stationärer Form, wie im Krankenhaus, durchzuführen.

Darlegung des Wesens der Erfindung

Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, die Kompaktbauweise der Beatmungsgeräte grundsätzlich zu ändern und durch Schaffung einer Geräteverbindung, bestehend aus einer universellen Ventilkombination mit selbstregelnder Druckkonstanz und einem separaten Steuerteil, den apparativen Aufwand und die Störanfälligkeit zu senken, den Raumbedarf wesentlich zu reduzieren, die Mobilität des Beatmungsgerätes bedeutsam zu erhöhen, die Kondensatbildung zu verhindern, den großen Gerätetrauma zu beseitigen, die HF-Oszillationsventilation ohne zusätzlichen HF-Generator zu ermöglichen und die Sterilisation des Beatmungsgerätes zu vereinfachen.

Erfindungsgemäß wird die Aufgabe dadurch gelöst, daß das elektronische Steuerteil außerhalb des Inkubators und die Ventilkombination innerhalb des Inkubators in unmittelbarer Nähe des Patienten angeordnet und durch eine Signalleitung und Manometerschlauchleitung verbunden ist. Die außerhalb des Inkubators befindliche Atemgasquelle ist mittels Schlauchleitung über die Erwärmung und Befeuchtung mit dem im Inkubator befindlichen Atemgaseintrittsstutzen am Luftfilter der Ventilkombination verbunden.

An die Ventilkombination ist der Trachealverteilerkopf am Patienten mittels Atemgaszuleitung und Atemgasrückleitung angeschlossen sowie der Atemgasaustrittsstutzen angeflanscht. Die Ventilkombination selbst besteht aus einem Ventilfuß mit Atemgasaustrittsschlauch, auf dem sich ein Gehäuse mit drehbarem Gehäusekopf und Luftfilter befindet. In dem Gehäuse ist ein Gleichstromzugmagnet mit Magnetventil, dessen Sitz durch eine Anzahl kreisförmig angebrachter Ventilrohre gebildet wird, die über Ringkanal, Kanal, Luft-

kammer mit dem Schlauchstutzen und Atemgasrückleitung verbunden sind, angeordnet. Am Gehäusekopf befindet sich der mit dem Ringkanal verbundene für die Manometerschlauchleitung dienende Schlauchstutzen sowie für die Signalleitung dienende Dipolkupplung. Der drehbare Gehäusekopf enthält eine Drossel und ein Überdruckventil und an diesem sind ein Schlauchstutzen mit Atemgasrückleitung, Schlauchstutzen mit Atemgaszuleitung und Stutzen mit Luftfilter und Atemgaseintrittsstutzen angedreht.

Die Atemgasquelle und die Erwärmung und Befeuchtung sind an dem elektronischen Steuerteil angebaut. Der Ventilfuß weist an seinem unteren Ende ein durch Schraube einstellbares federbelastetes Notbeatmungsventil auf.

Der Trachealverteilerkopf weist zwei Schlauchstutzen auf, wobei ein Schlauchstutzen mit der Atemgaszuleitung und der andere mit der Atemgasrückleitung verbunden ist.

Weiterhin besitzt der Trachealverteilerkopf einen zum Anschluß des Trachealtubus geeigneten Konnektorstutzen sowie ein zur Öffnung des Trachealtubus bei Absaugung geeignetes Verschlußstück.

Ausführungsbeispiel

Die Erfindung soll nachstehend anhand von Ausführungsbeispielen beschrieben werden.

In den Zeichnungen zeigen:

Fig. 1: die Anordnung eines erfundungsgemäßen Beatmungsgerätes im Beatmungssystem, schematisch dargestellt,

Fig. 2: ein Ausführungsbeispiel der Ventilkombination mit dem Trachealverteilerkopf

Nach Fig. 1 ist der elektronische Steuerteil 1 außerhalb und die durch die Signalleitung 12 verknüpfte Ventilkombination 2 innerhalb des Inkubators 14 aufgestellt, wobei die Ventilkombination 2 in unmittelbarer Nähe des Patienten 6 steht. Die außerhalb des Inkubators 14 befindliche Atemgasquelle 10, welche alle für die Einstellung des Atemgasvolumenstromes und O₂-Konzentration erforderlichen Einrichtung enthält, ist mittels Schlauchleitung über die Erwärmung und Befeuchtung 11 mit dem Atemgaseintrittsstutzen 3 am Luftfilter 18 der Ventilkombination 2 verbunden. Der Trachealverteilerkopf 5 am Patienten 6 ist mittels Atemgaszuleitung 4 und Atemgasrückleitung 7 an die Ventilkombination 2 angeschlossen. Im Steuerteil 1 befindet sich ein nicht dargestelltes Manometer, das über die Manometerschlauchleitung 13 an die Ventilkombination 2 angeschlossen ist. Am Ventilfuß 16 der Ventilkombination 2 ist ein Atemgasaustrittsstutzen 8 angebracht, auf welchen ein Atemgasaustrittsschlauch 9 aufsteckbar ist. Das elektronische Steuerteil 1, das an das Ortsnetz oder an das Bordnetz von Fahrzeugen anschließbar ist, enthält eine nicht dargestellte akustische Alarmermittlung sowie einen Wahlschalter zur Umstellung der Beatmungsformen. Ein ebenfalls nicht dargestellter Akkumulator dient zur Aufrechterhaltung der Alarmfunktion bei Netzausfall. Mittels üblicher, am elektronischen Steuerteil 1 vorhandenen Bedien- und Kontrolleinheiten können die Beatmungsfrequenz, der Inspirationsdruck, der endexspiratorische Druck, das Atemzeitverhältnis und die Hochfrequenz entsprechend der erforderlichen Beatmungsformen (IPPV, IPM, PEEPV und HFPPV) stufenlos eingestellt werden.

Die entsprechenden Ausgangssignale gehen über die Signalleitung 12 zur Ventilkombination 2 und werden

dort in adäquate aerodynamische Vorgänge umgesetzt. Die Ventilkombination 2 übernimmt bei der automatischen und bei der manuellen (assistierenden) Beatmung die Funktion des Exspirationsventiles (Frequenzpulsator), des Inspirationsdruckbegrenzers, des endexspiratorischen Druckbegrenzers, des Hochfrequenzmodulators und die Regelung des Atemzeitverhältnisses.

Außerdem übernimmt die Ventilkombination 2 bei der manuellen Notbeatmung infolge Netzausfalls die Funktion des Inspirationsdruckbegrenzers. Schließlich wird von der Ventilkombination 2 noch eine Selbstregulation der Druckkonstanz durchgeführt.

Mittels der in der Ventilkombination 2 vorhandenen einstellbaren Drossel 34 wird die Systemstrecke von der Atemgasquelle 10 bis zur Ventilkombination 2 unter einem Staudruck gehalten, der größer als der Inspirationsdruck ist. Dadurch und durch die kurze Entfernung zwischen Ventilkombination 2 und Patienten 6 wird der bei den bekannten Beatmungsgeräten relativ große Gerätetotraum beim erfindungsgemäßen Beatmungsgerät auf ein Minimum, nämlich auf das Volumen der extrem kurzen Schlauchverbindungen 4 und 7, reduziert.

Mit dieser erfindungsgemäßen Anordnung und der in der Beschreibung der Fig. 2 noch dargelegten äußerst trägeheitsarmen Arbeitsweise des Magnetventiles 19 ist es möglich, mit dem Magnetventil 19 außer der Steuerung des primären Druckverlaufes der normalen Beatmungsfrequenz den Atemvolumenstrom eine für die Oszillationsventilation wirksame HF-Modulation aufzuprägen, ohne daß, wie bei den bekannten Beatmungsgeräten zur Erzielung einer Oszillationsventilation, ein gesonderter HF-Generator und eine Druckleitung zum Patienten zu installieren ist.

Die Verkürzung der Schlauchleitungen und die Aufstellung der Ventilkombination 2 im Inkubator 14 erweist sich auch insofern als vorteilhaft, daß die Kondensatbildung ganz entscheidend eingeschränkt wird.

Mittels des in dem Ventilfuß 16 der Ventilkombination 2 eingebauten federbelasteten einstellbaren Notbeatmungsventiles 39 kann der Patient 6 beim Ausfall der elektronischen Steuerung 1 manuell beatmet werden, indem die Inspirationsphase durch manuellen Verschluß des Atemgasaustrittsstutzens 8 oder Atemgasaustrittsschlauch 9 ausgelöst wird. Dabei wird der Inspirationsdruck durch das Notbeatmungsventil 39 begrenzt.

Bei Spontanatmung des Patienten 6 wird das Beatmungsgerät auf die CPAP/PEEP-Atemhilfe umgestellt. Die Umstellung erfolgt mittels eines Wahlschalters am Steuerteil 1. Bei dieser Beatmungsform übernimmt die Ventilkombination 2 die Funktion des Exspirationsdruckbegrenzers und der Patient 6 atmet in der Exspirationsphase gegen den stufenlos einstellbaren endexspiratorischen Druck. Die schematisch separat dargestellten Teile Atemgasquelle 10 und Erwärmung und Befeuchtung 11 können an den elektronischen Steuerteil 1 angebaut sein.

Nach Fig. 2 besteht die Ventilkombination 2 aus einem Gehäuse 15, einem Ventilfuß 16, einem drehbar am Gehäuse 15 gelagerten Gehäusekopf 17 und einem Luftfilter 18. Im Gehäuse 15 befindet sich ein Magnetventil 19. Die Betätigungs vorrichtung des Magnetventiles 19 ist ein Gleichstromzugmagnet 20. Der Ankerschaft 21 ist durch die Stellmutter 22 mit der Ventilplatte 23 verbunden und lagert in der Lagerplatte 24. Der Ventilsitz wird durch eine Anzahl kreisförmig angeordneter Ventilrohre 25 gebildet, die in einem Ringkanal 26 münden. Selbiger ist durch den Kanal 27 und der Luftpammer 28 mit dem Schlauchstutzen 29 verbunden, auf

welchen der Schlauch der Atemgasrückleitung 7 aufgesteckt ist. Am Gehäusestutzen 30 ist der mit dem Ringkanal 26 verbundene Schlauchstutzen 31 für die Manometerschlauchleitung 13 und die Dipolkupplung 32 für die Signalleitung 12 angeordnet.

Auf dem Gehäusestutzen 33 lagert der drehbare Gehäusekopf 17, welcher eine Drossel 34 und ein federbelastetes einstellbares Überdruckventil 35 enthält. An dem Gehäusekopf 17 ist der Schlauchstutzen 29 für die Atemgasrückleitung 7, der Schlauchstutzen 36 für die Atemgaszuleitung 4 und der Stutzen 37 für den Luftfilter 18 vorhanden. An dem auf dem Stutzen 37 drehbar gelagerten Luftfilter 18 ist der Atemgaseintrittsstutzen 3 angeordnet.

Der Ventilfuß 16 enthält das mittels der Schraube 38 einstellbare federbelastete Notbeatmungsventil 39. Am Ventilfuß 16 ist ein Atemgasaustrittsstutzen 8 angeflanscht. Die Atemgaszuleitung 4 und die Atemgasrückleitung 7 verbinden die Ventilkombination 2 mit dem Trachealverteilerkopf 5, der für diesen Zweck zwei Schlauchstutzen 40 hat. Am Trachealverteilerkopf 5 befindet sich ein Konnektorsutzen 41 für den Anschluß des Trachealtubus und ein Verschlußstück 42 zur Öffnung des Tubus bei Absaugungen. Das von der Atemgasquelle 10 kommende Atemgas durchströmt die Ventilkombination 2 in Pfeilrichtung A - B - C - D. Entsprechend der gewählten Beatmungsform und den vom Steuerteil 1 ankommenden Signalen regelt das Magnetventil 19 den Druckverlauf des in Pfeilrichtung E für die Beatmung des Patienten 6 wirksamen Atemgasstromes in der Inspirationsphase und den endexspiratorischen Druck in der Exspirationsphase.

Beim Ausfall der elektronischen Steuerung wird durch manuellen Verschluß des Atemgasaustrittsstutzens 8 die Inspirationsphase ausgelöst und der Beatmungsdruck baut sich entsprechend des eingestellten Widerstandes des Notbeatmungsventiles 39 auf. Dabei strömt das Atemgas durch das Notbeatmungsventil 39 und die Bohrungen im Ventilfuß 16. Etwa auftretende unzulässige hohe Atemgasdrücke werden durch das Überdruckventil 35 abgefangen. Dabei ist das Überdruckventil 35 etwas höher eingestellt als der normalerweise angewandte Inspirationsdruck.

Die Drossel 34 wird bei der HF-Beatmung so eingestellt, daß im Atemgasstrom vor der Drossel 34 ein den Inspirationsdruck wesentlich übersteigender Druck herrscht. Damit wird der Gerätetotraum auf die kurze Atemgasstrecke von der Drossel 34 bis zum Magnetventil 19 mittels dem normalen Atemzyklus überlagernden HF-Impulsen von 5 bis 25 Hz.

Ein wesentliches Merkmal der erfindungsgemäßen Ventilkombination 2 ist der aus einer Anzahl von Ventilrohren 25 bestehende Ventilsitz des Magnetventiles 19, wobei die Summe der Rohrquerschnitte von n-Ventilrohren eine von der widerstandsfreien Durchströmung des Atemgasvolumenstromes bestimmte konstante Größe ist.

Diese Ventilsitzausführung ist die Voraussetzung für die Selbstregelung der Druckkonstanz des Magnetventiles 19, da mit der Anzahl der Ventilrohre 25 das Kraft-Weg-Verhalten des Ventiles mit dem Kraft-Weg-Verhalten des Gleichstromzugmagneten 20 konstruktiv in Übereinstimmung gebracht werden kann. Diese Anpassung ist eine wichtige Voraussetzung für die Funktion des Magnetventiles 19 im Beatmungsprozeß, da das Magnetventil 19 den Staudruck auch bei einer Veränderung des Atemgasvolumenstromes konstanthalten muß. Damit werden die bei der Beatmung geforderten Be-

triebszustände, wie z. B. das inspiratorische und das end-exspiratorische Druckplateau konstant und reproduzierbar gewährleistet. Durch die erfundungsgemäße Ausführung des Magnetventiles 19 kommen die üblicherweise bei Regelventilen erforderlichen Regelvorrangungen in Wegfall.

Wesentlich im Sinne der Erfindung ist es auch, daß mit dieser Ventilsitzausführung die Stellwege des Magnetventiles 19 sehr klein werden. Das ist eine Voraussetzung für die Modulation von HF-Impulsen, für die sehr kurze Schaltzeiten und ein trägeheitsarmes Arbeiten des Magnetventiles 19 erforderlich sind.

Ein weiterer Vorteil des erfundungsgemäßen Ventilsitzes entsteht dadurch, daß die äußerst dünnwandigen Ventilrohre 25 eine sehr kleine Berührungsfläche mit der Ventilplatte 23 bilden. Es wird damit eine günstige Durchströmung des Ventiles erreicht und die Gefahr eines evtl. Haftens der Ventilplatte 23 am Ventilsitz gemindert. Außerdem werden damit die möglicherweise bei Strömungsvorgängen auftretenden, eine stetige Regelung negativ beeinflussenden Erscheinungen, wie z. B. das aerodynamische Paradoxon, ausgeschalten.

Es hat sich gezeigt, daß die Konstruktionsparameter zum wesentlichen Teil experimentell ermittelt werden müssen. Zum besseren Verständnis sollen die angeführten Zusammenhänge wie folgt näher erläutert werden:

Jedes der äußerst dünnwandigen Ventilrohre 25 bildet bei der Ventilöffnung mit der Ventilplatte 23 einen Ringspalt, dessen Fläche das Produkt aus Ventilrohrumfang und Ventilluftspalt ist. Die Summe der Ringspaltflächen von n -Ventilrohren ist maßgebend für den Widerstand in der Dichtzone und damit für den Staudruck bei einem bestimmten Atemgasvolumenstrom.

Der Beatmungsdruck setzt sich zusammen aus dem mit der Magnetzugkraft regelbaren Widerstand in der Dichtzone des Ventiles und dem festen Widerstand der durchströmten Teile.

Demzufolge muß beispielsweise eine durch Volumenstromerhöhung verursachte Staudruckzunahme durch dementsprechende Senkung des Widerstandes in der Dichtzone kompensiert werden. Dazu bedarf es einer Verringerung der Magnetzugkraft. Diese Änderung der Magnetzugkraft ist von einem bestimmten Stellweg des Magnetankers abhängig. Zur Erreichung einer selbstregelnden Druckkonstanz muß der andererseits von der Volumenstromerhöhung abhängige Ventilstellweg dem Stellweg des Magnetankers angepaßt werden. Das ist konstruktiv bei dem erfundungsgemäßen Ventilsitz durch Anordnung einer bestimmten Anzahl von Ventilrohren 25 möglich. Die Anzahl der Ventilrohre 25 ergibt sich aus dem Quadrat des Quotienten der erforderlichen Ventilstellwegkorrektur mit

$$n = \left(\frac{H}{H_n} \right)^2$$

55

wobei H der Ventilhub eines Einrohrventiles und H_n der Ventilhub bei n -Ventilrohren ist.

Der Durchmesser d_n der Ventilrohre wird danach

$$d_n = d \sqrt{n-1}$$

60

wenn d der vorgegebene Durchmesser des Einrohrventiles ist.

Aufstellung der verwendeten Bezeichnungen

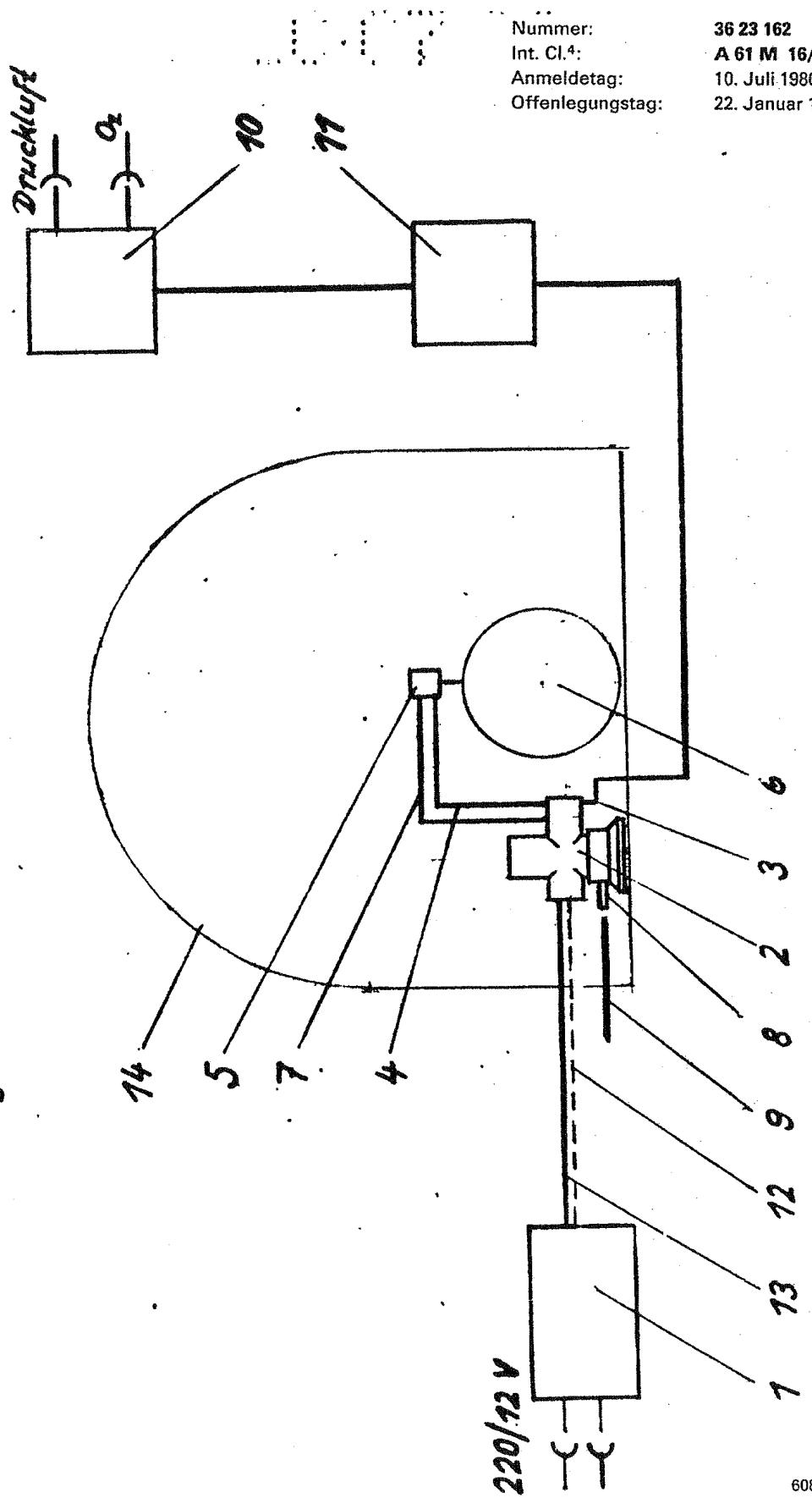
5	3 Atemgaseintrittsstutzen
	4 Atemgasleitung
	5 Trachealverteilerkopf
	6 Patient
10	7 Atemgasrückleitung
	8 Atemgasaustrittsstutzen
	9 Atemgasaustrittsschlauch
	10 Atemgasquelle
	11 Erwärmung und Befeuchtung
	12 Signalleitung
	13 Manometerschlauchleitung
	14 Inkubator
	15 Gehäuse
	16 Ventilfuß
15	17 Gehäusekopf
	18 Luftfilter
	19 Magnetventil
	20 Gleichstromzugmagnet
	21 Ankerschaft
20	22 Stellmutter
	23 Ventilplatte
	24 Lagerplatte
	25 Ventilrohr
	26 Ringkanal
25	27 Kanal
	28 Luftkammer
	29 Schlauchstutzen
	30 Gehäusekopf
	31 Schlauchstutzen
30	32 Dipolkupplung
	33 Gehäusestutzen
	34 Drossel
	35 Überdruckventil
	36 Schlauchstutzen
35	37 Stutzen
	38 Schraube
	39 Notbeatmungsventil
40	40 Schlauchstutzen
	41 Konnektorstutzen
	42 Verschlußstück

65

- 1 Elektronischer Steuerteil
- 2 Ventilkombination

- Leerseite -

Fig. 1



Nummer:
Int. Cl.⁴:
Anmeldetag:
Offenlegungstag:

36 23 162

A 61 M 16/00

10. Juli 1986

22. Januar 1987

10.07.8:6
Fig. 2

